

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 13 602.9

Anmeldetag: 26. März 2003

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis

IPC: G 01 T 1/02

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 2. Dezember 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Letang".
Letang

Beschreibung

Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis

5 Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis, insbesondere einer Röntgenstrahlungsdosis, welche Vorrichtung Strahlung absorbiert und ein ein Maß für die Dosis darstellendes absorptionsbedingtes Ausgangssignal liefert.

10 Bei Strahlungsbildaufnahmeeinrichtungen, insbesondere bei Röntgeneinrichtungen, wie sie vornehmlich in der medizinischen Diagnostik eingesetzt werden, ist es notwendig, die Dosis der Strahlung, die den zu untersuchenden Patienten

15 trifft, möglichst genau zu regeln. Hierzu dient üblicherweise eine automatische Dosisregelung (Automatic Exposure Control), bei der entweder die auf den Detektor auftreffende Strahlungsdosis oder die hinter dem Detektor noch vorhandene, nicht absorbierte Strahlungsdosis gemessen wird. Mit Hilfe

20 dieses Messwertes wird dann der Generator der Röntgenröhre geregelt. Dabei wird meist die Dauer des abgegebenen Röntgenpulses variiert.

25 Bislang wurde für eine solche automatische Dosisregelung eine Ionisationskammer verwendet, die vor dem Röntgendetektor oder der Filmkassette angeordnet war. Diese Ionisationskammer, die in der Regel mehrere flächige Absorptionsbereiche aufweist, liefert ein vom Grad der absorbierten Strahlungsdosis abhängiges Ausgangssignal, das den Generator steuert. Nachteilig

30 bei einer solchen Ionisationskammer ist jedoch ihre Absorption im Strahlengang, die insbesondere bei der Mammographie störend ist, ferner ihre Dicke von bis zu ca. 12 mm und schließlich ihre Neigung zur Mikrophonie.

35 Wie beschrieben, sind vor dem Detektor oder der Filmkassette angeordnete Ionisationskammern bei Mammographie-Aufnahmen aufgrund der Kammergröße und der Kammerabsorption störend,

weshalb in solchen Fällen die Dosismessvorrichtung hinter dem Detektor oder der Filmkassette angeordnet ist und man hierfür eine Silizium-Diode verwendet, die die verbleibende Röntgenstrahlung, die z.B. durch das Film-Folien-System transmittiert wird, absorbiert und ein elektrisches Signal erzeugt, das wiederum zur Regelung eingesetzt wird.

Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, eine Vorrichtung anzugeben, die eine Dosiserfassung vor dem Detektor oder der Filmkassette unter Vermeidung der eingangs genannten Probleme ermöglicht.

Zur Lösung dieses Problems ist bei einer Vorrichtung der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass sie wenigstens eine auf einem folienartigen Träger angeordnete Absorptionsstruktur aus übereinander angeordneten Dünnfilmschichten umfassend wenigstens eine das Ausgangssignal liefernde Dünnfilm-Diodenstruktur aufweist.

Die Erfindung schlägt die Verwendung einer sandwichartig aufgebauten Dünnfilm-Absorptionsstruktur vor, wobei der Schichtstapel eine Diodenstruktur umfasst, die das absorptionsbedingte Ausgangssignal liefert. Die Verwendung sehr dünner Schichten wie auch eines folienartigen Trägers, der selbst möglichst wenig Strahlung absorbieren sollte, führt insgesamt zu einer äußerst dünnen Messanordnung, die auch bei geringer einfallender Strahlungsdosis bzw. geringem Absorptionsgrad ein hinreichendes elektrisches Signal erzeugt, um eine exakte Dosismessung vorzunehmen. Darüber hinaus bietet die Verwendung der sehr dünnen Schichten die Möglichkeit, eine solche Vorrichtung auch für sensible Untersuchungen wie beispielsweise in der Mammographie einzusetzen, da die sich aus der Größe und Dicke bekannter Ionisationskammern ergebenden Nachteile hier nicht mehr gegeben sind. Schließlich zeigt die erfindungsgemäße Vorrichtung auch keinerlei Neigung zur Mikrophonie, da keine schwingungsfähigen Luftkammern vorhanden sind. Ein weiterer Vorteil der Dünnschichtausführung der Vor-

richtung, die dünner als 2 mm, vorzugsweise dünner als 1 mm ausgeführt werden kann, besteht darin, dass sie flexibel ist, also kein starres System darstellt und so die Möglichkeit besteht, sie z. B. an unebene Detektoren einfach anzupassen.

5

Die Diodenstruktur selbst umfasst erfindungsgemäß zwei Film-elektroden und eine dazwischen angeordnete fotoaktive Halb-leiter-Filmschicht, in der strahlungsbedingt Elektron-Loch-Paare erzeugt werden und damit ein Ausgangssignal generiert

10 wird, das abhängig von der einfallenden Strahlungsdosis ist.

Nach einer besonders vorteilhaften Erfindungsausgestaltung ist vorgesehen, dass die Halbleiterschicht aus einem oder mehreren organischen Halbleitern besteht. Der besondere Vor-teil solcher organischer Halbleiter ist die einfache Verar-beitungsmöglichkeit und die Möglichkeit, extrem dünne Schich-ten auch großflächig erzeugen zu können. Es ist z. B. ohne Weiteres denkbar, Schichten mit einer Dicke von typischerwei-se $\leq 1 \mu\text{m}$ auf einer Fläche, die z. B. der Detektorgröße ent-spricht, herzustellen. Dabei kann eine Halbleiter-Filmschicht

20 aus einem einzigen Halbleiter bestehen, alternativ auch aus einer Mischung aus zwei oder mehr unterschiedlichen Halblei-tertypen.

25 Dabei kann nach einer ersten Erfindungsausgestaltung die Halbleiter-Filmschicht aus wenigstens einem organischen Halb-leiter, der als Donator wirkt und einem zugemischten, als Ak-zeptor wirkenden Material bestehen. Es kommt hier also eine Donator/Akzeptor-Polymermischung zum Einsatz, wobei eine Kom-ponente als Elektronendonator und die andere als Elektronen-akzeptor wirkt.

30 Alternativ hierzu besteht die Möglichkeit, eine Hetero-Diodenstruktur zu bilden. Es wird nach dieser Erfindungsaus-gestaltung innerhalb der Dioden-Filmschicht ein Hetero-Übergang ausgebildet, d. h. ein der Ladungsträgertrennung dienender pn- und Dichteübergang, realisiert durch die Ver-

wendung unterschiedlicher Halbleitermaterialien. Dabei kann vorgesehen sein, zwei Teilschichten aus unterschiedlichen Halbleitern zu verwenden, die einen Hetero-Übergang bilden. Nach dieser Erfindungsausgestaltung wird also eine echte Materialgrenze, die den Hetero-Übergang definiert, realisiert. Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, beide Halbleiter zu mischen, so dass sich im gesamten Schichtvolumen eine Vielzahl von lokalen Hetero-Übergängen ausbildet.

10 Eine weitere Erfindungsalternative zu den beschriebenen Ausgestaltungen sieht vor, die Halbleiter-Filmschicht aus einem Halbleiter zu bilden, der unter Ausbildung eines pn-Übergangs in einer Teilschicht p-dotiert und in der anderen Teilschicht n-dotiert ist. Man realisiert also einen „echten“ dotierungsbedingten pn-Übergang zur Ladungstrennung. Hierbei ist darauf hinzuweisen, dass sämtliche der beschriebenen Ausführungsformen primär unter Verwendung organischer Halbleiter als Halbleiterschichtbasis realisiert werden sollten.

15 20 Als organische Halbleitermaterialien können beliebige Polymere oder Kunststoffe verwendet werden, solange ihnen halbleitende Eigenschaften zukommen. Zu nennen sind exemplarisch halbleitende konjugierte Polymere, deren Derivate, niedermolekulare Halbleiter oder monomer, oligomer oder polymer vorliegende halbleitende Kunststoffe.

25

30 Im Hinblick auf eine möglichst geringe Absorption im Bereich der Filmelektroden sieht eine vorteilhafte Erfindungsausgestaltung ferner vor, dass eine oder beide Filmelektroden aus einem leitfähigen, vorzugsweise dotierten Polymer bestehen, um eine hohe optische Transparenz zu gewährleisten. Wenn diese Transparenz nicht erforderlich ist, können alternativ auch dünne Metallfilme oder Metalllegierungsfilme oder Metall- oder Legierungsoxidfilme verwendet werden. Die Schichtdicken 35 sollten möglichst gering sein, um die Strahlungsabsorption in der Elektrode möglichst gering zu halten.

Der folienartige Träger selbst kann eine Kunststofffolie sein, alternativ dazu ist auch eine Glasfolie verwendbar, wobei diese in ihrer Röntgenabsorption nicht vernachlässigbar ist und infolge dessen deren Dicke möglichst gering sein sollte.

Wie beschrieben, lässt sich mit einer solchen erfindungsgemäßen Vorrichtung bzw. einer solchen erfindungsgemäßen Absorptionsstruktur ein nur eine äußerst geringe Strahlungsabsorption zeigendes Messelement realisieren, das in vielen Anwendungsfällen ein hinreichendes elektrisches Signal erzeugt. Es kann allerdings vorkommen, dass aufgrund der niedrigen Strahlungsabsorption der erfindungsgemäßen Absorptions- oder Diodenanordnung das elektrische Signal sehr klein ist. Um dies zu verbessern, sieht eine besonders vorteilhafte Erfindungsausgestaltung ferner vor, dass innerhalb der Absorptionsstruktur ein Szintillatormittel eingebunden ist. Das Szintillatormittel bzw. der Szintillator dient dazu, die einfallende Strahlung, also beispielsweise die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht zu wandeln, das dann für die Generation des elektrischen Ausgangssignals verwendet wird und im organischen Halbleitermaterial zur Ladungsträgergeneration führt. Während das Szintillatormittel nur sehr wenig Röntgenstrahlung absorbiert, mithin also der Absorptionsgrad nur unwesentlich erhöht wird, lässt sich das erzeugte Signal aber so weit verstärken, dass es gut auswertbar ist.

Dabei kann nach einer ersten Erfindungsausgestaltung das Szintillatormittel in Form einer Dünnfilmschicht auf einer der Filmelektroden aufgebracht sein. Bei dieser Erfindungsausgestaltung liegt das Szintillatormittel bzw. die Szintillatorschicht zu oberst, wird also unmittelbar mit der einfallenden Strahlung belegt. Die erzeugten Lichtquanten werden durch die Filmelektrode hindurch in die darunter liegende Halbleiter-Filmschicht eingekoppelt.

Alternativ dazu besteht die Möglichkeit, das Szintillatormittel in die Filmelektrode einzubinden. Hier wird der Szintillator als äußerst feinkörniges Pulver in das Elektrodenmaterial, vorzugsweise ein leitfähiges Polymermaterial, eingeschüttet. Der Filmelektrode kommt hier also eine Doppelfunktion zu, nämlich zum einen die der Kontaktierung, zum anderen die einer Szintillatorschicht.

Eine besonders vorteilhafte Erfindungsausgestaltung sieht schließlich vor, das Szintillatormittel in die fotoaktive Halbleiter-Filmschicht einzubinden. Hier wird das Szintillatormaterial in sehr feinverteilter Form, primär in Form sog. Nano-Partikel unmittelbar in den organischen Halbleiter eingebracht. Die so erhaltene Halbleiterschicht leuchtet beim Durchgang von Röntgenstrahlung aufgrund der Strahlungskonvertierung durch den Szintillator von innen, wodurch im gesamten Schichtvolumen Elektronen-Loch-Paare erzeugt werden. D. h., die Umwandlung der einfallenden Strahlung in sichtbares Licht erfolgt unmittelbar am Ort der Ladungsträgergeneration, ein Einkoppeln von außen in die fotoaktive Halbleiterschicht ist nicht mehr erforderlich.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung kann aufgrund ihres Film- oder Schichtaufbaus sehr dünn hergestellt werden. Ihre Gesamtdicke einschließlich folienartigem Träger und Absorptionsstruktur kann ≤ 2 mm, vorzugsweise ≤ 1 mm sein. Die Dicke der fotoaktiven Halbleiterschicht selbst kann ≤ 2 μm , insbesondere ≤ 1 μm sein. Die Dicke einer Filmelektrode sollte ≤ 2 μm , insbesondere ≤ 1 μm und vorzugsweise ≤ 100 nm sein, insbesondere im Falle der Verwendung von Metall- oder Legierungselektroden oder entsprechender oxidischer Elektroden, wo die Schichtdicke vorzugsweise im Bereich von 10 nm oder darunter liegen sollte.

Die die Absorptionsstruktur bildenden Schichten können auf unterschiedlichste Weise erzeugt werden. Exemplarisch zu nennen ist hier die thermische Verdampfung, die Kathodenerstäu-

bung, Lösungsschleudern oder in einem Druckverfahren, insbesondere Siebdruckverfahren.

Wie beschrieben, lässt die Ausbildung als Filmstruktur insbesondere unter Verwendung organischer Halbleiter die sehr dünne, aber gleichzeitig großflächige Erzeugung geeigneter Schichten und damit geeigneter Strukturen zu. Nach einer zweckmäßigen Ausgestaltung sind infolge dessen auf dem Träger mehrere nebeneinander liegende Absorptionsstrukturen, die separate Ausgangssignale liefern, vorgesehen. Es besteht also die Möglichkeit, die Messvorrichtung in einer Größe herzustellen, die der Größe des beispielsweise als flacher Festkörperdetektor ausgeführten Detektors entspricht, herzustellen, wobei beispielsweise 3 oder 4 Absorptionsstrukturen, die zusammengesetzt annähernd der Detektorfläche entsprechen, Teil der Vorrichtung sind. Zwischen diesen Absorptionsstrukturen kann umgeschaltet werden, d. h. es können ihre separate Ausgangssignale aufgenommen und ausgewertet werden, so dass lokale Dosismessungen über die gesamte Detektorfläche möglich sind. Eine besonders vorteilhafte Erfindungsausgestaltung sieht dabei vor, die mehreren Absorptionsstrukturen nach Art einer Matrix auf dem Träger verteilt anzuordnen. Es besteht beispielsweise die Möglichkeit, bei einer Detektorgröße von 40 cm x 40 cm eine Matrix von 10 x 10 Absorptionsstrukturen oder 100 x 100 Absorptionsstrukturen über die Detektorfläche zu verteilen. Jede Absorptionsstruktur liefert ein separates Ausgangssignal und kann separat ausgelesen bzw. angesteuert werden. Natürlich besteht hier auch die Möglichkeit, gleichzeitig mehrere Absorptionsstrukturen auszulesen und mehrere Absorptionsstrukturen zusammen zu schalten, wobei sich bei dieser Erfindungsausgestaltung dann beliebige Absorptionsstrukturmuster zusammenschalten lassen und beliebige lokale Flächenbereiche oder -formen abgreifen lassen.

Wenngleich die Möglichkeit besteht, die erfindungsgemäße Vorrichtung als separates, einem Strahlungsdetektor vorzusetzendes Bauteil auszuführen, sieht eine besonders zweckmäßige Er-

findungsausgestaltung vor, dass sie an einem Strahlungsdetektor, insbesondere einem Festkörper-Strahlungsdetektor angeordnet ist, mit diesem also quasi herstellerseitig fest verbunden ist. Strahlungsdetektor und Messvorrichtung bilden also ein gemeinsames Bauteil.

Neben der erfindungsgemäßen Vorrichtung betrifft die Erfindung ferner eine Einrichtung zur Strahlungsbildaufnahme, umfassend eine Strahlungsquelle sowie einen Strahlungsempfänger sowie eine Vorrichtung zur Messung der Strahlungsdosis der vorbeschriebenen Art.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Strahlungsbildaufnahmeeinrichtung unter Verwendung einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung,

Fig. 2 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer ersten Ausführungsform,

Fig. 3 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer zweiten Ausführungsform,

Fig. 4 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer dritten Ausführungsform,

Fig. 5 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer vierten Ausführungsform,

Fig. 6 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung einer fünften Ausführungsform, und

Fig. 7 eine Aufsicht auf eine erfindungsgemäße Dosismessvorrichtung mit matrixartig angeordneten Absorptionsstrukturen.

5 Fig. 1 zeigt eine erfindungsgemäße Strahlungsbildaufnahmeeinrichtung bestehend aus einer Strahlungsquelle 1, z. B. einer Röntgenröhre mit zugeordnetem Hochspannungsgenerator 2, die ein Strahlungsbündel 3 erzeugt. Nach Durchdringen des zu untersuchenden Objekts oder Patienten 4 trifft die Strahlung
10 auf einen Detektor 5, z. B. einen Festkörper-Flachdetektor auf der Basis von amorphem Silizium. Das erzeugte Bildsignal wird in einem Bildsystem 6 verarbeitet. Die Strahlungsbilder können auf dem Monitor 7 betrachtet werden.

15 Im Strahlengang vor dem Strahlungsdetektor 5 befindet sich eine erfindungsgemäße Dosismessvorrichtung 8, die eine Dünnfilm-Diodenstruktur aufweist, die ein dosisabhängiges Ausgangssignal liefert. Der Dosismessvorrichtung 8 ist eine Ausleseeinheit 9 sowie ein Ausleseverstärker 10 nachgeschaltet,
20 über die die Ausgangssignale der Dosismessvorrichtung 8 ausgelesen und verstärkt werden, wobei der Ausleseverstärker 10 dann ein Steuerungssignal an den Hochspannungsgenerator 2 gibt, um damit die Dosis zu regeln.

25 Fig. 2 zeigt in Form einer Prinzipskizze den grundsätzlichen Aufbau einer erfindungsgemäßen Dosismesseinrichtung 8a, die als Dosismesseinrichtung 8 in der in Fig. 1 gezeigten Einrichtung verwendet werden kann. Vorgesehen ist ein Substrat oder ein Träger 11, der üblicherweise aus einer Polyester-Folie mit einer Dicke von 20 µm bis 200 µm besteht. Verwendbar sind auch Polyimidfolien oder dünne Glasfolien mit einer Dicke im oben angegebenen Bereich, wobei bei letzterer die Röntgenabsorption nicht vernachlässigbar ist. Grundsätzlich handelt es sich um eine sehr dünne Trägerstruktur, die dem insgesamt sehr dünnen Schichtaufbau zuträglich ist.

Ferner sind zwei Filmelektroden 12, 14 vorgesehen, zwischen denen sich eine fotoaktive Halbleiter-Filmschicht 13 befindet. In der Halbleiter-Filmschicht 13 werden abhängig von der einfallenden Strahlung Elektron-Loch-Paare erzeugt, über die 5 beiden Filmelektroden 12 wird das entsprechende Signal abgegriffen und nach außen geführt. Die Filmelektroden 12, 14 sind vornehmlich aus leitfähigen, dotierten Polymeren, wie z.B. Polyethylendioxithiofen oder Polyanilin, und werden vornehmlich in einer Dicke von typisch 100 nm aufgebracht, um 10 eine hohe optische Transparenz zu gewährleisten. Wenn diese Transparenz nicht erforderlich ist, kann die Schichtdicke auch auf ca. 1 μm gesteigert werden, um eine besonders gute Leitfähigkeit zu erzielen. Alternativ dazu können die Filmelektroden 12, 14 auch aus dünnen Metallfilmen gebildet werden, 15 wobei Aluminium und Titan besonders geeignet sind. Verwendet werden können aber auch Kupfer, Silber oder Gold, Calcium, Barium, LiF/Al oder dergleichen. Die minimal notwendigen Schichten betragen nur 1 - 10 nm, so dass die Röntgenabsorption in der Metallelektrode sehr gering bleibt. Weitere 20 mögliche Materialien für die Elektroden sind Metalloxide wie z.B. Zinkoxid oder Indiumzinnoxid (ITO).

Als Materialien für die Halbleiter-Filmschicht 13 eignen sich unter anderem konjugierte Polymere wie Polyphenylenvinylene (PPV), Polythiophen und deren Derivate oder niedrigmolekulare 25 organischer Halbleiter wie z.B. Phtalocyanine oder Fullerene (C-60). Beispiele typischer halbleitender konjugierte Polymere beinhalten (nicht abschließende Aufzählung):

- 30 - Polyacetylene (PA) und Derivate davon,
- Polyisothianaphthene (PITN) und Derivate davon,
- Polythiophene (PT) und Derivate davon,
- Polypyrrole (PPr) und Derivate davon,
- Poly(2,5-theinylenvinylene) (PTV) und Derivate davon,
- 35 - Polyfluorene (PF) und Derivate davon,
- Poly(p-phenylene) (PPP) und Derivate davon,
- Poly(phenylenvinylene) (PPV) und Derivate davon,

- Polyquinoline und Derivate davon,
- Polykarbozole und Derivate davon,
- Phtalocyanine und Derivate davon
- sowie halbleitendes Polyanilin (Leukoemeraldine und/oder Leukoemeraldine Base).

5 Die Schichtenfolge Filmelektrode 12, Halbleiter-Filmschicht 13, Filmelektrode 14 bildet ein MIM-Bauelement (Metal-Insulator-Metal) beziehungsweise eine Schottky-Diode. Die Dicke 10 der Halbleiter-Filmschicht beträgt typischerweise 1 µm oder weniger.

15 Geeignete fotoaktive Schichten können ferner auch aus einem oder mehreren halbleitenden Kunststoffen, die monomer, oligomer und/oder polymer vorliegen bestehen. Diese Schichten können auch anorganische Teilchen und/oder Nanoteilchen umfassen, wobei diese anorganischen Teilchen und/oder Nanoteilchen mit ähnlichen oder unterschiedlichen Elektronenaffinitäten und/oder mit ähnlichen oder unterschiedlichen Bandlücken wie 20 das halbleitende Kunststoffmaterial vorliegen können. Auch können Mischungen aus zwei oder mehreren konjugierten organischen Kunststoffen und dergleichen verwendet werden.

25 Die dünnen Schichten - seien es die Filmelektroden oder die Halbleiter-Filmschichten - bestehend aus organischen Molekülen, Oligomeren oder molekularen Mischungen können beispielsweise durch thermische Verdampfung oder Kathodenerstäubung erzeugt werden. Dünne Schichten aus konjugierten Polymeren und Mischungen mit konjugierten Polymeren können durch Spin-coaten (Lösungsschleudern), aber auch durch gängige Druckmethoden wie z.B. Siebdruck, Tintenstrahldruck, Flexodruck, Tiefdruck, Hochdruck, Flachdruck oder andere ähnliche Lösungsmittelabscheidungsprozesse erzeugt werden.

35 Auch ist es möglich, die Halbleiter-Filmschicht 13 in Form einer Donator/Akzeptor-Polymermischung zu bilden. Die oben genannten Beispiele typischer halbleitender konjugierter Po-

lymere wirken alle als Donator, geeignete Akzeptoren können beispielsweise Poly(cyanophenylenvinylene), Fullerene wie C-60 und dessen funktionelle Derivate (wie PCBM, PCBR) und organische Moleküle, organometallische Moleküle oder anorganische Nanoteilchen (wie z.B. CdTe, CdZnTe, CdSe, CdS, CuInSe₂) sein, wobei diese Akzeptor-Beispiele nicht abschließend sind.

Ein weiteres Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Dosismessvorrichtung 8b zeigt Fig. 3. Der Aufbau ist grundsätzlich der gleiche wie bezüglich der Dosismessvorrichtung 8a in

Fig. 2 beschrieben, jedoch unterscheidet sich diese Ausführungsform in der Halbleiter-Filmschicht 13. Die Halbleiter-Filmschicht 13 in diesem Ausführungsbeispiel ist als Hetero-Übergang oder alternativ dazu als PN-Übergang ausgebildet.

Die Halbleiter-Filmschicht 13, die einen echten Hetero-Übergang zeigt, besteht aus einer ersten Teilschicht 15 und einer zweiten Teilschicht 16, die beide aus unterschiedlichen Materialien bestehen. Dabei kann eine dieser Teilschichten aus einem der oben beschriebenen konjugierten Polymere oder einer Polymermischung bestehen. Die andere Teilschicht kann z.B. aus einem der oben beschriebenen niedrigmolekularen organischen Halbleiter oder einer Mischung davon bestehen. Weitere mögliche Halbleiter sind z.B. Cyano-Polyphenylenvinylene (CN-PPV). An der Grenzfläche zwischen den beiden Teilschichten 15 und 16 entsteht bei dieser beschriebenen Anordnung ein Hetero-Übergang.

Alternativ dazu kann die in Fig. 3 gezeigte Halbleiter-Filmschicht 13 auch als einen pn-Übergang aufweisende Schicht ausgebildet sein, so dass sich insgesamt eine pn-Diode ergibt. Eine solche pn-Schicht geht von einem einheitlichen Halbleitermaterial oder einer Materialmischung aus, die aber in den beiden Teilschichten 15 und 16 unterschiedlich dotiert ist. Eine Teilschicht ist mit einem Donator (n-Typ-Dotierung), die andere mit einem Akzeptor (p-Typ-Dotierung) dotiert. Als Donator wirkendes n-Halbleitermaterial kann z.B. Polythiophen (PT) oder Polyphenylenvinylens (PPV) verwendet

werden, als Akzeptor, also als p-Dotierung kann z.B. ein Fullerener C-60 verwendet werden. In diesem Fall geht man also von einem grundsätzlich als Donator wirkenden Halbleitermaterial (nämlich PT oder PPV) aus, dieses bildet z.B. die n-Teilschicht 15, die p-Teilschicht (z.B. die Teilschicht 16) wird durch entsprechende Dotierung erzeugt.

Alternativ zu der echten Schichtdotierung wie in Fig. 3 gezeigt ist es möglich, volumenhafte Hetero-Übergänge auszubilden, wozu die beiden unterschiedlichen Halbleitermaterialien gemischt werden, so dass sich im gesamten Schichtvolumen Hetero-Übergänge ausbilden und nicht nur an der Grenzfläche.

Die niedrige Röntgenabsorption der erfindungsgemäßen Absorptionsanordnung oder Diodenstruktur kann allerdings dazu führen, dass das erzeugte elektrische Signal sehr klein ist. Dies kann man dadurch verbessern, dass man zusätzlich einen Szintillator anordnet, der einerseits so dünn ist, dass er nur sehr wenig Röntgenstrahlung absorbiert, andererseits aber das Signal so weit verstärkt, dass es gut auswertbar ist.

Eine erste erfindungsgemäße Ausführungsform einer solchen Dosismessvorrichtung 8c zeigt Fig. 4. Auch hier kommen ein Träger 11, die beiden Filmelektroden 12 und 14 sowie die dazwischen befindliche Halbleiter-Filmschicht 13 zum Einsatz. Die grundsätzliche Ausgestaltung kann so wie bezüglich der Figuren 2 und 3 beschrieben sein. Auf der oberen Filmelektrode 13 ist bei dieser Ausführungsform eine dünne Szintillatorschicht 17 aufgebracht, um die Empfindlichkeit zu erhöhen. Die Szintillatorschicht wandelt einfallende Strahlung in sichtbares Licht um, das dann durch die Filmelektrode 14 (die vorzugsweise optisch transparent ist) hindurch in die Halbleiter-Filmschicht 13 zur Erzeugung der Elektron-Loch-Paare eingekoppelt wird. Die Szintillatorschicht 17 kann z.B. eine Gadoliniumoxisulfidschicht (Gd_2O_2S) sein, mit einer Belegung von z.B. 3 mg/cm^2 . Das Gadoliniumoxisulfid-Pulver weist eine Korngröße zwischen $7 - 12 \mu\text{m}$ auf, das Pulver kann in einer

Lösung aus Polyvinylchlorid in Butylacetat suspendiert werden. Nach dem Auftragen der Suspension auf die Diodenstruktur wird die Schicht für mehrere Stunden bei 40°C getrocknet, so dass sich die verfestigte Szintillatorschicht 17 ausbildet.

5

Eine alternative Ausführungsform einer Dosismesseinrichtung 8d unter Verwendung eines Szintillatormittels zeigt Fig. 5. Bei dieser Ausführungsform kommen keine separate Filmelektrode 14 und separate Szintillatorschicht 17 zum Einsatz, viel mehr wird hier eine Elektrode 18 aufgebracht, die ein Szintillatormaterial in Form eines feinen Pulvers enthält. Das heißt, das Szintillatormaterial ist in das Elektrodenmaterial eingemischt. Beispielsweise wird ein leitfähiges Polymer mit dem oben beschriebenen Gadoliniumoxisulfid-Pulver vermischt, aufgebracht und entsprechend ausgehärtet. Dieser Elektrode 18 kommt hier also eine Doppelfunktion zu, nämlich zum einen die der Elektrode, zum anderen die des Szintillators. Diese Anordnung ist insoweit vorteilhaft, als die Einkopplung des szintillatorseitig erzeugten Lichts in die Halbleiter-Filmschicht 13 aufgrund des direkten Kontaktes unmittelbar erfolgt.

25

Eine weitere besonders bevorzugte Ausführungsform einer Dosismessvorrichtung 8e zeigt Fig. 6. Hier wird das Szintillatormaterial in sehr fein verteilter Form insbesonders als Nanopartikel direkt in die organische Halbleiter-Filmschicht eingebracht. Die Pulverpartikel des Szintillators haben eine Größe von ca. 2 - 7 nm, sind also äußerst fein, um zum einen sehr fein und homogen verteilt werden zu können, und um es zum anderen zu ermöglichen, die Halbleiter-Filmschicht 19 in der geforderten Dicke $\leq 1 \mu\text{m}$ herstellen zu können. Der Vorteil dieser Ausgestaltung ist, dass bei einfallender Strahlung die Umwandlung derselben durch den Szintillator unmittelbar in der Halbleiter-Filmschicht 19 erfolgt, die Halbleiter-Filmschicht leuchtet bei Strahlungsdurchgang vom innen. Hierdurch werden im gesamten Volumen Elektron-Loch-Paare er-

zeugt, da im gesamten Volumen die Strahlungskonvertierung durch den Szintillator erfolgt.

Schließlich zeigt Fig. 7 eine Aufsicht auf eine Dosismessvorrichtung 8, die nach einer der beschriebenen Ausführungsformen ausgebildet sein kann. Gezeigt ist der folienartige Träger 11, auf dem nach Art einer Matrix verteilt eine Vielzahl von Absorptionsstrukturen 20 vorgesehen sind. Jede der Absorptionsstrukturen umfasst eine Diodenstruktur, wie sie in den vorangegangenen Beispielen beschrieben sind, gegebenenfalls auch ein Szintillatormittel, je nachdem wie die Messvorrichtung ausgestaltet ist. Jede Absorptionsstruktur 20 liefert ein über die entsprechend geführten Elektroden abgreifbares separates lokales Ausgangssignal, das die lokale Dosis beschreibt. Die Ausgangssignale können separat ausgelesen werden. Die einzelnen Absorptionsstrukturen können auch beliebig miteinander verschaltet werden, um unterschiedliche Auslesemuster zu bilden. Alternativ zu der in Fig. 7 beschriebenen Ausführungsform besteht natürlich auch die Möglichkeit, lediglich die Filmelektroden 12 und 14 lokal vorzusehen und eine Halbleiter-Filmschicht, die den gesamten Träger 11 belegt, anzuordnen. Das heißt, nachdem die Filmelektroden 12 und 14 nur lokal vorgesehen sind, dass auch nur lokale Ausgangssignale ausgelesen werden. Auch bei dieser Ausführungsform ist es möglich, die Dosisregelung der Röntgenanlage auf der Basis des interessierenden Bildbereichs, der durch geeignetes Zusammenfassen der matrixartigen Absorptionsstrukturen definiert wird, vorzunehmen.

Abschließend ist noch darauf hinzuweisen, dass die Dosismessvorrichtung 8 gleich welcher konkreten Ausprägung direkt mit dem Steuerungsdetektor 5 verbunden ist, sie zusammen also ein gemeinsames Bauteil bilden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis, insbesondere einer Röntgenstrahlungsdosis, die Strahlung absorbiert und ein ein Maß für die Dosis darstellendes absorptionsbedingtes Ausgangssignal liefert, dadurch gekennzeichnet, dass sie wenigstens eine auf einem folienartigen Träger (11) angeordnete Absorptionsstruktur (20) aus übereinander angeordneten Dünnfilmschichten umfassend wenigstens eine das Ausgangssignal liefernde Dünnfilm-Diodenstruktur aufweist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Diodenstruktur zwei Filmelektroden (12, 14, 18) und eine dazwischen angeordnete photoaktive Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aufweist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus einem oder mehreren organischen Halbleitern besteht.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus wenigstens einem organischen Halbleitern, der als Donator wirkt, und einem zugemischten, als Akzeptor wirkenden Material besteht.
5. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13, 19) aus zwei unterschiedlichen Halbleitern besteht, die eine Hetero-Diodenstruktur bilden, besteht.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass zwei Teilschichten (15, 16) aus unterschiedlichen Halbleitern vorgesehen sind, die einen Hetero-Übergang bilden.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass beide Halbleiter gemischt sind, so dass sich im gesamten Schichtvolumen Hetero-
Übergänge bilden.

8. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Halbleiter-Filmschicht (13) aus einem Halbleiter besteht, der unter Ausbildung eines pn-Übergangs in einer Teilschicht (16) p-dotiert und in der anderen Teilschicht (15) n-dotiert ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass als organischer Halbleiter ein oder mehrere halbleitende konjugierte Polymere, deren Derivate, niedermolekulare Halbleiter oder monomer, oligomer oder polymer vorliegende halbleitende Kunststoffe verwendet ist.

10. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine oder beide Filmelektroden (12, 14, 18) aus einem leitfähigen, vorzugsweise dotierten Polymer, einem Metall, einer Metalllegierung oder einem Metall- oder Legierungsoxid bestehen.

11. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der folienartige Träger (11) eine Kunststofffolie oder eine Glasfolie ist.

12. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass innerhalb der Absorptionsstruktur ein Szintillatormittel eingebunden ist.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Szintillatormittel

in Form einer Dünnpfilmschicht (17) auf einer der Filmelektroden (14) aufgebracht ist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch
5 gekennzeichnet, dass das Szintillator-mittel
in die Filmelektrode (18) eingebunden ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch
10 gekennzeichnet, dass das Szintillator-mittel
in der photoaktiven Halbleiter-Filmschicht (19) eingebunden
ist.

16. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche,
dadurch 15 gekennzeichnet, dass die
Dicke der photoaktiven Halbleiterschicht (13, 19) $\leq 2\mu\text{m}$, insbesondere $\leq 1\mu\text{m}$ ist.

17. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche,
dadurch 20 gekennzeichnet, dass die
Dicke einer Filmelektrode (12, 14, 18) $\leq 2\mu\text{m}$, insbesondere
 $\leq 1\mu\text{m}$ und vorzugsweise $\leq 100\text{ nm}$ ist.

18. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche,
dadurch 25 gekennzeichnet, dass die
die Absorptionsstruktur bildenden Schichten (12, 13, 14, 15,
16, 17, 18, 19) durch thermische Verdampfung, Kathodenzer-
stäubung, Lösungsschleudern oder in einem Druckverfahren,
insbesondere Siebdruck aufgebracht sind.

30 19. Vorrichtung nach einer der vorangehenden Ansprüche,
dadurch 30 gekennzeichnet, dass auf
dem Träger (11) mehrere nebeneinander liegende Absorp-
tionsstrukturen (20), die separate Ausgangssignale liefern,
vorgesehen sind.

35 20. Vorrichtung nach Anspruch 19, dadurch
gekennzeichnet, dass die mehreren Absorpti-

onsstrukturen (20) nach Art einer Matrix auf dem Träger (11) verteilt angeordnet sind.

21. Vorrichtung nach einem der vorangehenden Ansprüche,

5 dadurch gekennzeichnet, dass sie an einem Strahlungsdetektor (5), insbesondere einem Festkörper-Strahlungsdetektor angeordnet ist.

22. Einrichtung zur Strahlungsbildaufnahme, umfassend eine

10 Strahlungsquelle (1) sowie einen Strahlungsempfänger (5) sowie eine Vorrichtung (8) zur Messung der Strahlungsdosis nach einem der Ansprüche 1 bis 21.

Zusammenfassung

Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis

5 Vorrichtung zur Messung einer Strahlungsdosis, insbesondere
einer Röntgenstrahlungsdosis, die Strahlung absorbiert und
ein ein Maß für die Dosis darstellendes absorptionsbedingtes
Ausgangssignal liefert, wobei sie wenigstens eine auf einem
10 folienartigen Träger (11) angeordnete Absorptionsstruktur
10 (20) aus übereinander angeordneten Dünnfilmschichten umfas-
send wenigstens eine das Ausgangssignal liefernde Dünnfilm-
Diodenstruktur aufweist.

15 Fig. 2

FIG 1

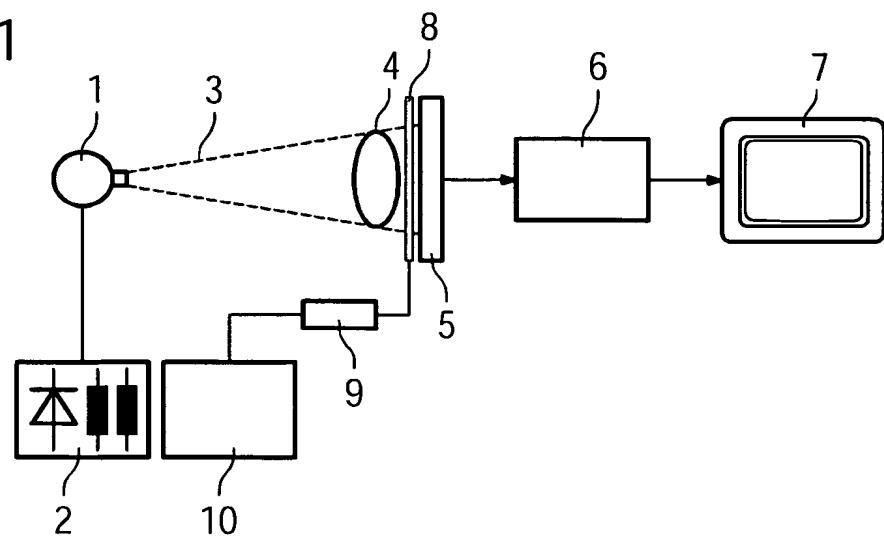


FIG 2

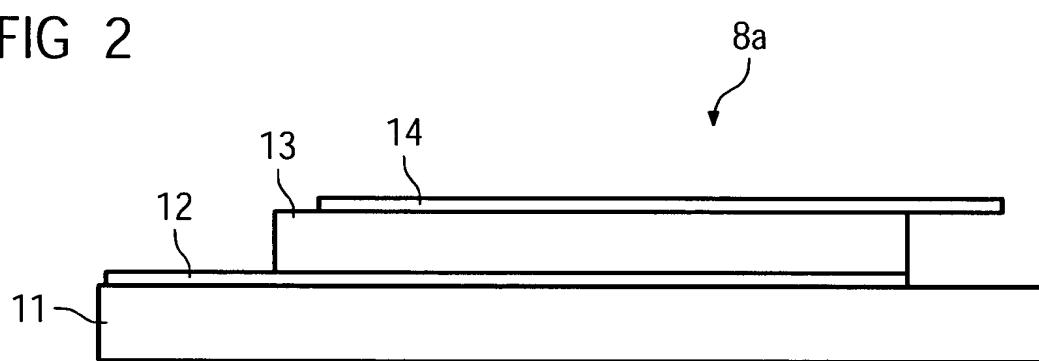


FIG 3

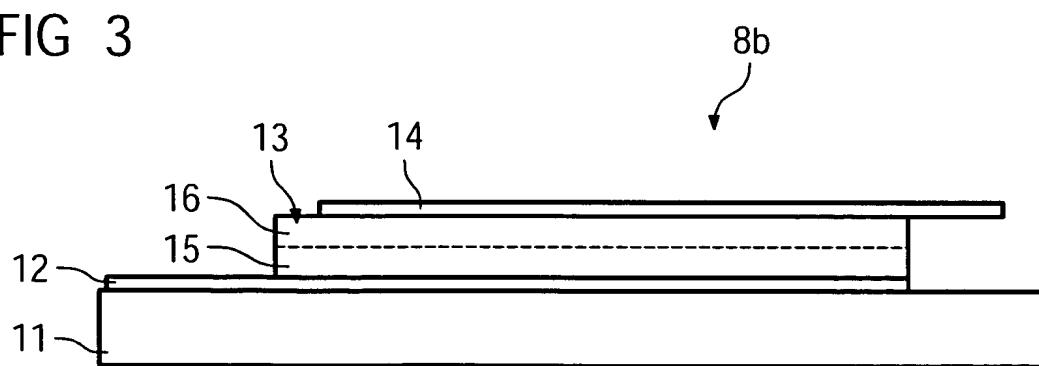


FIG 4

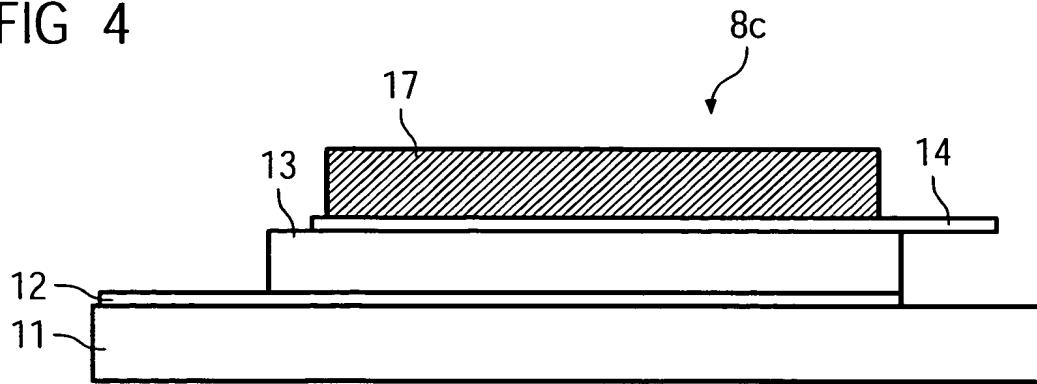


FIG 5

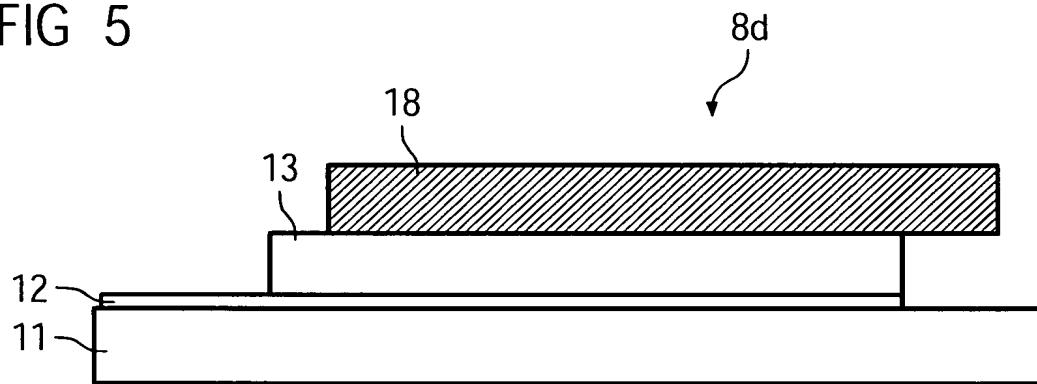


FIG 6

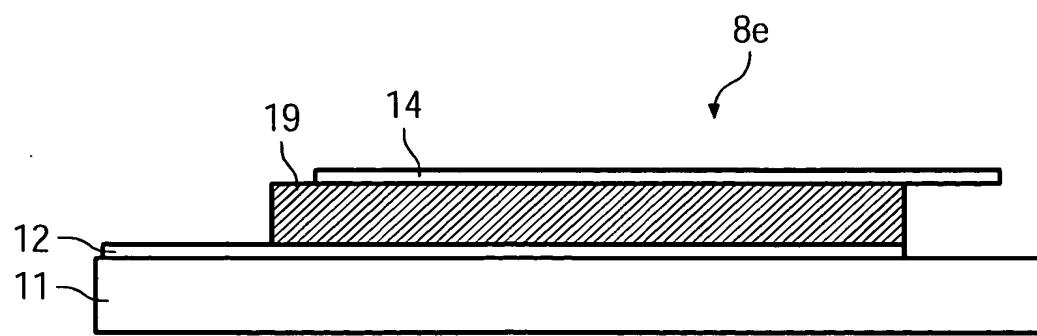


FIG 7

